

EEG Analizi için CCCII+ Tabanlı Bant Geçiren Filtre Tasarımı

Kübra TEKİN^{1*}, Hasan GÜLER²

¹ Elektrik-Elektronik Mühendisliği, Mühendislik Fakültesi, Hakkâri Üniversitesi, Hakkâri, Türkiye

² Elektrik-Elektronik Mühendisliği, Mühendislik Fakültesi, Fırat Üniversitesi, Elazığ, Türkiye

*¹ kubrakaya@hakkari.edu.tr, ² hasanguler@firat.edu.tr

(Geliş/Received: 15/08/2021;

Kabul/Accepted: 09/12/2021)

Öz: Biyomedikal sinyaller, küçük genlikli ve spektrumu alçak frekanslar bölgesinde olan gürültülü işaretlerdir. Biyomedikal sinyallerin analizinde genellikle işlemsel kuvvetlendiriciler (OP-AMP) ile tasarlanan aktif filtreler kullanılmaktadır. Günümüzde OP-AMP'ların alternatifi olarak akım taşıyıcılar sunulmuş ve akım taşıyıcıların OP-AMP'lara göre birçok avantajı olduğu saptanmıştır. Bu çalışmada ise bir EEG sinyali için hem OP-AMP hem de ikinci nesil akım kontrollü akım taşıyıcı (CCCII+) kullanılarak iki farklı bant geçiren filtre tasarlanmıştır. Bant geçiren filtre devreleri için bant aralığı 0,5-30 Hz seçilmiştir. Bu devrelerin tasarımı için ORCAD Pspice programı kullanılmış olup benzetim sonuçları elde edilmiştir. Tasarlanan filtrelerin girişine Boon Üniversitesinden alınan epilepsi hastalarına ve sağlıklı kişilere ait ham EEG verileri uygulanmıştır. EEG sinyalinin tasarlanan iki filtreye uygulanması sonucunda sinyallere Fourier Analizi uygulanmış olup sinyallerdeki değişimler ve EEG dalgaları (δ , θ , α , β , γ) incelenmiştir. Her iki sinyal için de OP-AMP devresine göre CCCII+ ile tasarlanan filtrede sönümlemenin daha iyi olduğu saptanmıştır. Bu tasarlanan iki filtre devresi, EEG ölçümlerinde kullanılması durumunda CCCII+ filtre devresinin epilepsi gibi hastalıkların tanısında daha iyi sonuçlar vereceği öngörülmüştür.

Anahtar kelimeler: EEG, CCCII+, Bant Geçiren Filtre, OP-AMP.

CCCII+ Based Band-Pass Filter Design for EEG Analysis

Abstract: Biomedical signals are noisy signals with a small amplitude and spectrum in the region of low frequencies. In the analysis of biomedical signals, active filters designed with operational amplifiers (OP-AMP) are usually used. At present, current conveyors have been presented as an alternative to OP-AMPs, and it has been found that current conveyors have many advantages over OP-AMPs. In this study, two different bandpass filters were designed for an EEG signal using both OP-AMP and a second-generation current-controlled current conveyor (CCCII+). The band gap 0.5-30 Hz has been chosen for bandpass filter circuits. ORCAD Pspice program was used for the design of these circuits and simulation results were obtained. Raw EEG data of epilepsy patients and healthy people taken from Boon University were applied to the input of the designed filters. As a result of applying the EEG signal to the two designed filters, Fourier Analysis was applied to the signals and the changes in the signals and the EEG waves (δ , θ , α , β , γ) were examined. It has been found that damping is better in the filter designed with CCCII+ than in the OP-AMP circuit for both signals. It is predicted that CCCII+ filter circuit will give better results in the diagnosis of diseases such as epilepsy if these designed two filter circuits are used in EEG measurements.

Key words: EEG, CCCII+, Band-Pass Filter, OP-AMP.

1. Giriş

EEG, beyin aktivitesi esnasında oluşan elektriksel potansiyelin titreşimlerini kafatasına yerleştirilen elektrotlar ile incelenmesidir [1]. Günümüzde beynin çeşitli nörolojik fonksiyonlarının araştırılması, aynı zamanda teşhis ve tedavi gibi birçok amaç için EEG sinyallerine sıklıkla başvurulmaktadır [2].

EEG sinyalleri, çok düşük genlikli (tepeden tepeye 1-400 μ V) biyoelektrik sinyallerdir. EEG sinyalleri geniş bir frekans bant aralığına (0,5-100 Hz) sahip olmakla birlikte çalışmalar 0,5-30 Hz arasında yoğunlaşmıştır [3]. EEG sinyalleri genellikle ritmik aktivite ve geçici aktivite olarak iki bölümde incelenir. Ritmik aktiviteler frekans değerine göre alt bantlara bölünür. Bu frekans bantları, belirli biyolojik aktivitelerin göstergeleridir. EEG sinyalleri bu açıdan frekansına göre Delta (δ), Teta (θ), Alfa(α), Beta (β) ve Gamma (γ) olmak üzere beş alt bantta incelenir [2-3]. Delta (δ) dalgaları frekansları 0,5-4 Hz aralığında, genlikleri 20-400 μ V aralığında, Teta (θ) dalgaları frekansları 4-8 Hz, genlikleri 5-100 μ V aralığında, Alfa(α) dalgaları frekansları 8-14 Hz, genlikleri 2-10 μ V aralığında, Beta (β) dalgaları frekansları 14-30 Hz, genlikleri 1-5 μ V aralığında, Gamma (γ) dalgaları ise frekansları 30-100 Hz arasında değişmektedir. Bu dalga frekans aralıklarına bakarak tasarlanan bant geçiren filtrenin kesim frekans aralığının 0,5-30 Hz arasında olması öngörülmüştür.

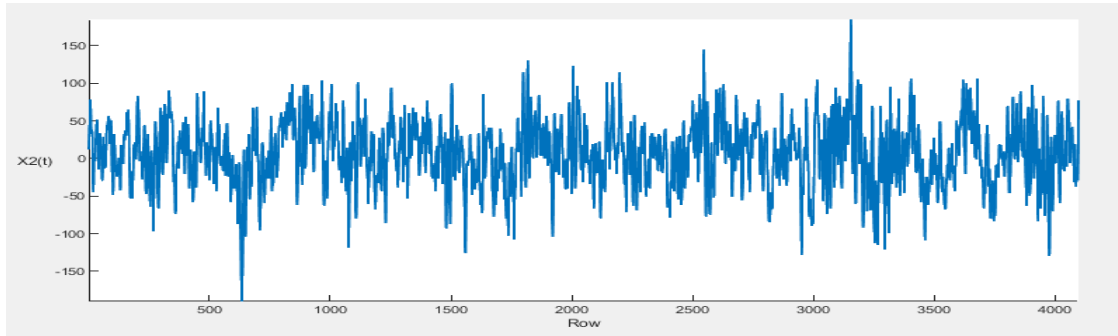
* Sorumlu yazar: kubrakaya@hakkari.edu.tr. Yazarların ORCID Numarası: ¹ 0000-0002-6050-9760, ² 0000-0002-9917-3619

EEG sinyalleri epilepsi, Alzheimer gibi hastalıkların tanısında önemli bir yere sahiptir. Günümüzde EEG ölçümleri ve EEG sinyallerinden gürültüleri arındırmak için tasarlanan pek çok devre vardır. Bu devreler; OP-AMP tabanlı [4], CMOS tabanlı [5], zaman frekans tabanlı [6], bilgisayar arayüzü tabanlı [7] gibi birçok çeşitte olduğu görülmüştür. Bu çalışmada ise, yeni bir akım kontrollü akım taşıyıcı (CCCII+) ile bant geçiren filtre ve OP-AMP ile bant geçiren filtre tasarlanmıştır. Bu iki filtreye Bonn Üniversitesinden alınan EEG ham veri seti uygulanmıştır [8]. Bu veri setinin A epilepsi nöbeti geçiren ve E gözleri açık sağlıklı kişinin veri setleri kullanılmıştır. Her bir veri setinden bir dosya yani bir kişiye ait veriler kullanılmıştır. Bu dosyaların her biri 23,6 saniyelik bir kaydı içerir ve 4097 veri noktasına karşılık gelir.

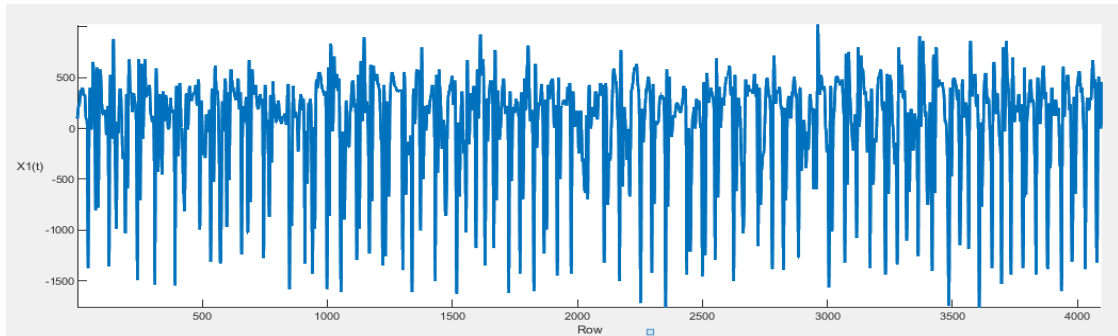
Günümüzde, biyomedikal sinyallerin gürültülerini filtrelemek için birçok çalışma literatürde bulunmaktadır. Akım taşıyıcı devreleri (CCCII+), OP-AMP'lı devrelerden daha fazla doğrusallığa, yüksek değişim oranına, giriş voltaj aralığına ve frekans performansına sahiptir [9]. Bu nedenle elektronik devrelerde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Bu çalışmadaki amaç akım taşıyıcılı bir filtre tasarlamak ve bunların OP-AMP'lı filtrelere göre avantaj ve dezavantajlarını belirlemektir. CCCII+ ve OP-AMP ile 0,5-30 Hz bantları arasında iki ayrı bant geçiren filtre tasarlanmıştır. Her iki devrenin benzetimi için Pspice programı kullanılmış ve OP-AMP devresi için LM741 OP-AMP, akım taşıyıcı için Q2N3904 ve Q2N3905 BJT'ler tercih edilmiştir. Bu devreler için çeşitli sonuçlar elde edilmiştir.

2. EEG Verisi

Benzetimi yapılan devrelere Bonn Üniversitesinden alınan EEG ham veri seti uygulanmıştır [8]. Bu veri setinin A epilepsi nöbeti geçiren ve E gözleri açık sağlıklı kişinin veri setleri kullanılmıştır. Her bir veri setinden bir dosya yani bir kişiye ait veriler kullanılmıştır. Bu dosyaların her biri 23,6 saniyelik bir kaydı içerir ve 4097 veri noktasına karşılık gelmektedir. Bu EEG sinyalleri 128 kanallı amplifikatör sistemi ile kaydedilip, 12 bit A/D çözünürlüğü ile 173,61 Hz örnekleme hızı ile sayısallaştırılmıştır. Şekil 1'de Epileptik ve normal kişinin Matlab ortamında görüntüsü verilmiştir.



(a) Normal

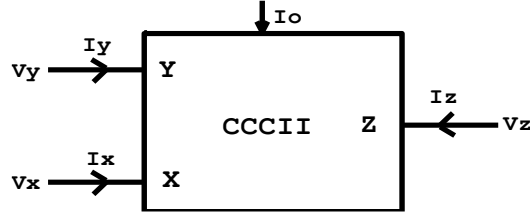


(b) Epilepsi nöbet

Şekil 1. EEG sinyalleri (a) normal; (b) epilepsi nöbet

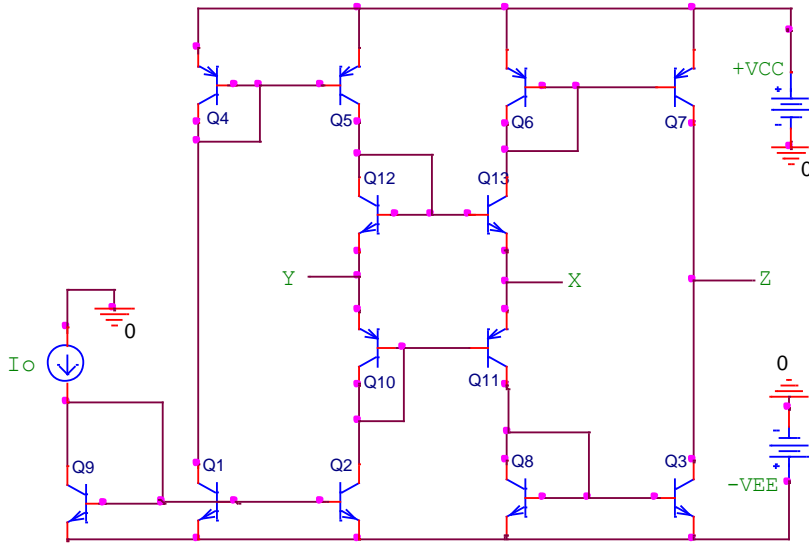
3. İkinci Nesil Akım Kontrollü Akım Taşıyıcılar (CCCII)

İkinci nesil akım kontrollü akım taşıyıcılar, ikinci nesil akım taşıyıcıdan (CCII) türetilen ve CCII devresinin X ucunda düşük kutuplama akımlarında ki seri parazitik direncinin (R_x) akım ile kontrol edilmesiyle elde edilen bir devredir [10,11]. Akım kontrollü akım taşıyıcının blok şeması Şekil 2’de verilmiştir.



Şekil 2. CCCII'nin blok şeması

Blok şemasında da görüldüğü gibi CCCII devresi üç uçlu bir yapıya sahip ve I_0 kutuplama akımı ile kontrol edilmektedir. CCCII'nin Z ucunda görülen akım devreye doğru ise pozitif tip ikinci nesil akım kontrollü akım taşıyıcı (CCCII+), akım devreden dışarı doğru ise negatif tip ikinci nesil akım kontrollü akım taşıyıcı (CCCII-) olarak adlandırılır. CCCII+'nin BJT ile devre yapısı Şekil 3’de gösterilmiştir.



Şekil 3. CCCII'nin BJT devre yapısı

Şekil 3’deki akım taşıyıcı devresine ait ideal tanım bağıntısı Denklem 1.a’da, I_X akımının kutuplama akımı (I_0) ve Termal gerilimi (V_T) arasındaki ilişki ise Denklem 1.b’de gösterilmiştir [12].

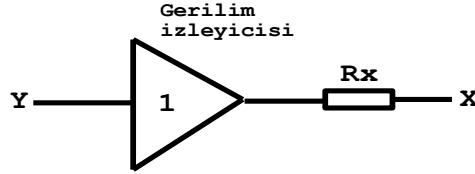
$$\begin{bmatrix} I_Y \\ V_X \\ I_Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 1 & R_x & 0 \\ 0 & \mp 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_Y \\ I_X \\ V_Z \end{bmatrix} \quad (1.a)$$

$$I_X = 2I_0 \cdot \sinh(V_X/V_T) \quad (1.b)$$

Denklem (1.b)’de $V_X \ll V_T$ kabul edilirse parazitik direnç ifadesi Denklem 2’deki gibi ifade edilir.

$$R_X = \frac{V_T}{2I_0} \quad (2)$$

V_T ısıl gerilimini göstermekte ve oda sıcaklığında değeri yaklaşık 25,85 mV kabul edilmektedir. I_0 ise kutuplama akımını göstermektedir. Uygulamalarda bu R_x direncini mutlaka göz önünde bulundurmak gerekir aksi takdirde frekans cevaplarında yanlışlıklar meydana gelir. Bu R_x direncini ve devrenin R_x 'e bağlı diğer parametrelerini kutuplama akımını (I_0) değiştirerek istediğimiz gibi ayarlayabiliriz. CCCII'nin X ve Y uçları arasındaki ilişki Şekil 4'deki devre ile gösterilebilir [11].

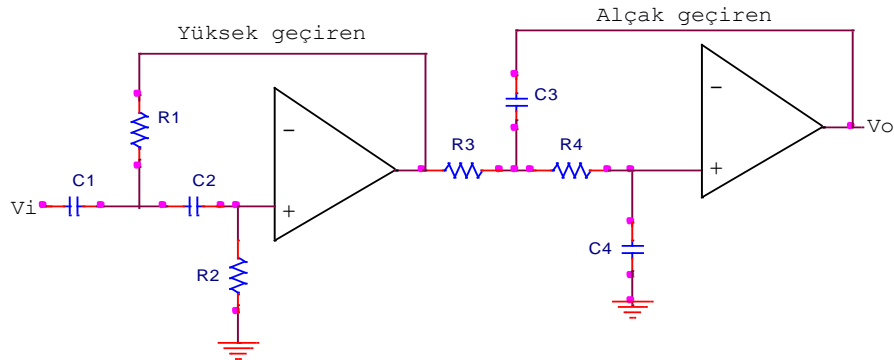


Şekil 4. CCCII'nin X ve Y uçları arasındaki eşdeğer devre yapısı

4. Benzetim Devreleri

4.1. 4.derece Butterworth tasarlanan bant geçiren filtre

Şekil 5'te görülen 4.dereceden Butterworth bant geçiren bir filtre devresidir [13].



Şekil 5. Butterworth bant geçiren filtre

Denklem 3 aktif bir filtrenin genel transfer fonksiyonuna ait bir denklemdir. Bu denklem kullanılarak hem yüksek geçiren filtrenin hem de alçak geçiren filtrenin transfer fonksiyonu bulunabilir [14].

$$T(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{Y_1 Y_2}{Y_1 Y_2 + Y_4 (Y_1 + Y_2 + Y_3)} \quad (3)$$

Denklem 3'de gerekli düzenlemeler yapıldığında alçak geçiren filtrenin transfer fonksiyonu ve doğal frekansı sırasıyla Denklem 4 ve Denklem 5'deki gibi elde edilir.

$$T(s) = \frac{s^2}{s^2 + s((C_1 + C_2)/R_2 C_1 C_2) + 1/R_1 R_2 C_1 C_2} \quad (4)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (5)$$

Denklem 3'de gerekli düzenlemeler yapıldığında yüksek geçiren filtrenin transfer fonksiyonu ve doğal frekansı sırasıyla Denklem 6 ve Denklem 7'deki gibi elde edilir.

$$T(s) = \frac{1/R_1 R_2 C_1 C_2}{s^2 + \left(\frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 C_1 C_2}\right) s + 1/R_1 R_2 C_1 C_2} \quad (6)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (7)$$

Bant geçiren filtre tasarımında merkez frekansı (f_c), bant genişliği (BG) ve kalite faktörü (Q) bulunulmalıdır. Sırasıyla denklemleri aşağıda verildiği gibidir.

$$f_c = \sqrt{f_{c1} f_{c2}} \quad (8)$$

$$BG = f_{c2} - f_{c1} \quad (9)$$

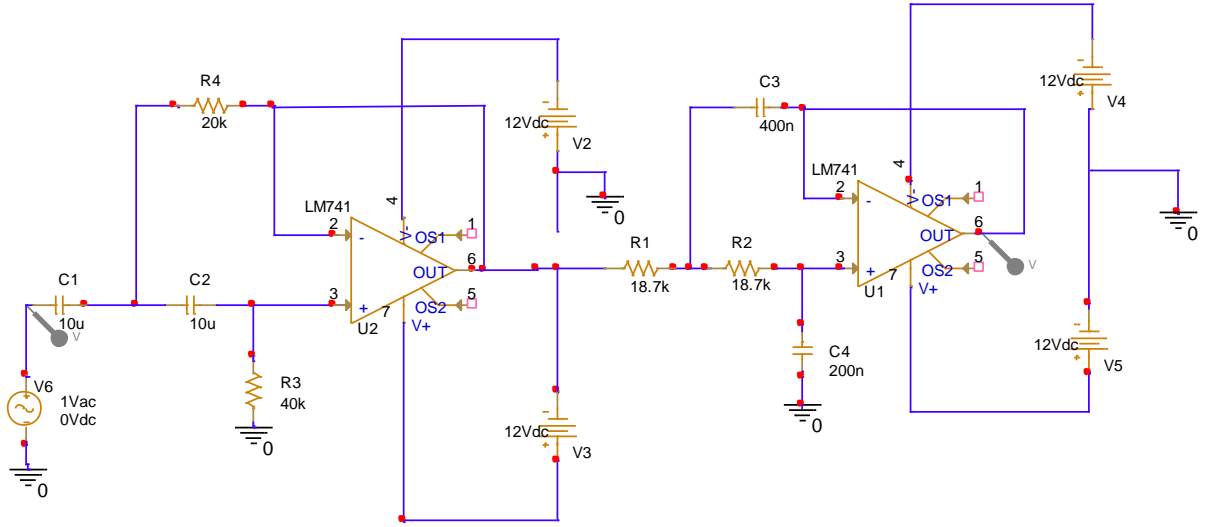
$$Q = \frac{f_c}{BG} \quad (10)$$

Tablo 1'de bant geçiren filtrenin yüksek geçiren ve alçak geçiren bölümleri için devre eleman değerleri verilmiştir.

Tablo 1. BGF'nin eleman değerleri

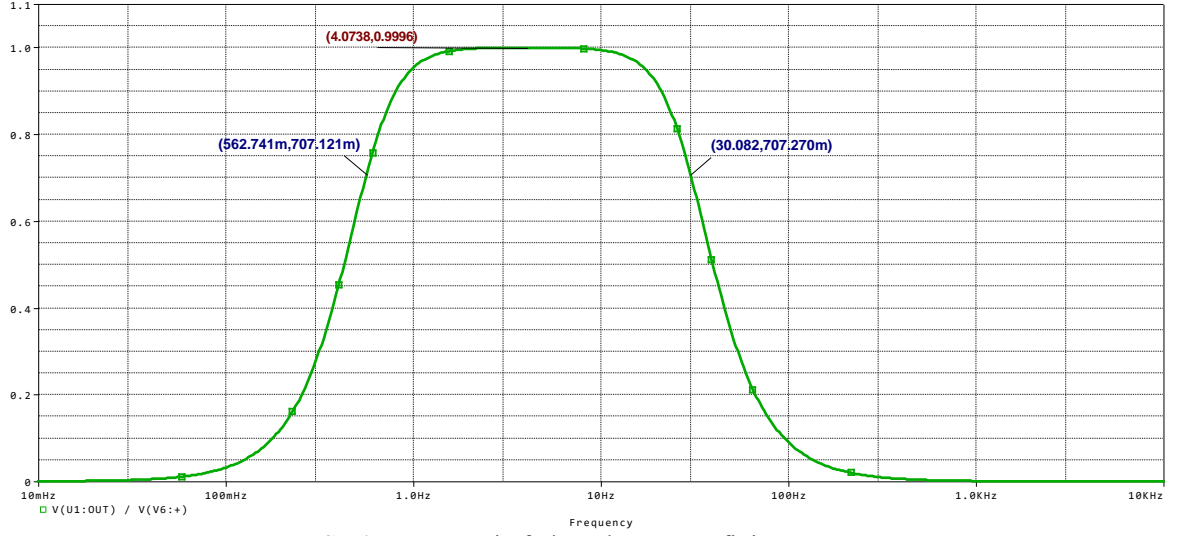
	f_c	R_1	R_2	C_1	C_2
YGF	0,5 Hz	20 k Ω	40 k Ω	10 μ F	10 μ F
AGF	30 Hz	18.7 k Ω	18.7 k Ω	400 nF	200 nF

Şekil 6'da Butterworth bant geçiren filtrenin Pspice uygulamasında tasarlanan benzetim devresi verilmiştir.



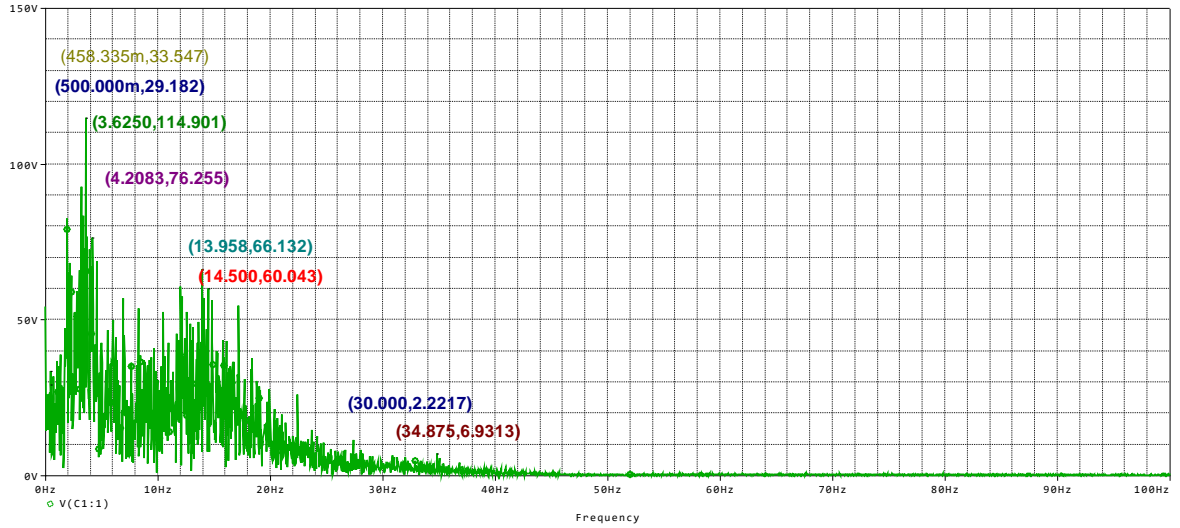
Şekil 6. 4.derece Butterworth bant geçiren filtre

Butterworth bant geçiren filtrenin bant aralığı 0,5-30 Hz alınmıştır. Alt kesim frekansı 0,5 Hz, üst kesim frekansı 30 Hz'e göre: $f_c = 3,873$ Hz, $BG = 29,5$ Hz ve $Q = 0,131$ 'dir. Bant geçiren filtrenin frekans kazanç grafiği Şekil 7'de verilmiştir.

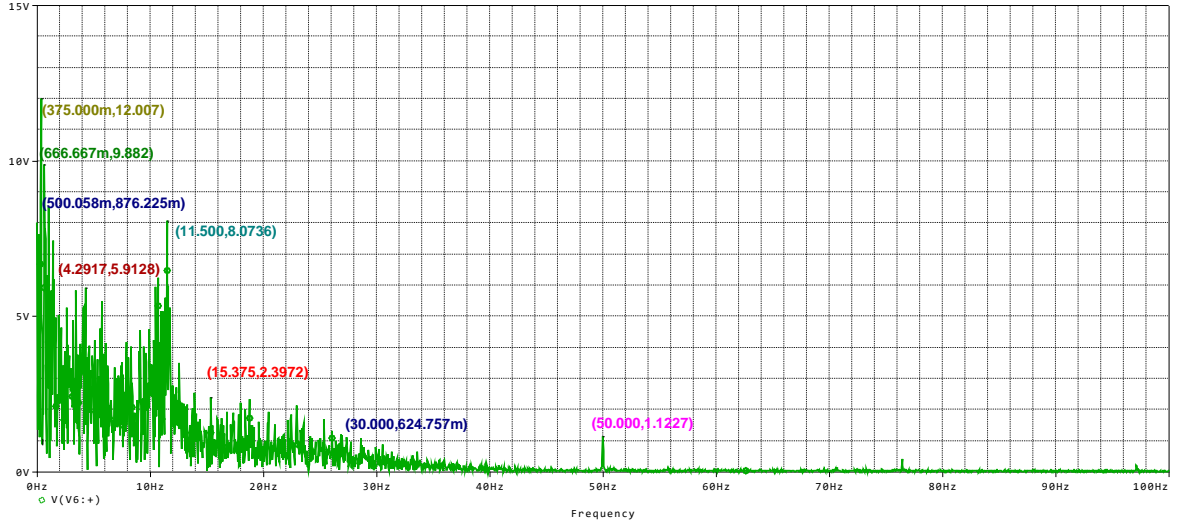


Şekil 7. BGF' nin frekans kazanç grafiği

Bu filtrenin maksimum kazanç değeri 1'dir. Grafiğe göre ölçülen alt kesim frekansı yaklaşık 0,56 Hz ve ölçülen üst kesim frekansı 30 Hz bulunmuştur. Benzetimi yapılan bant geçiren filtrenin Pspice uygulamasında girişine EEG sinyali verilmiş, elde edilen epilepsi hastasına ve sağlıklı kişiye ait giriş ve çıkış sinyalleri aşağıda verildiği gibidir.



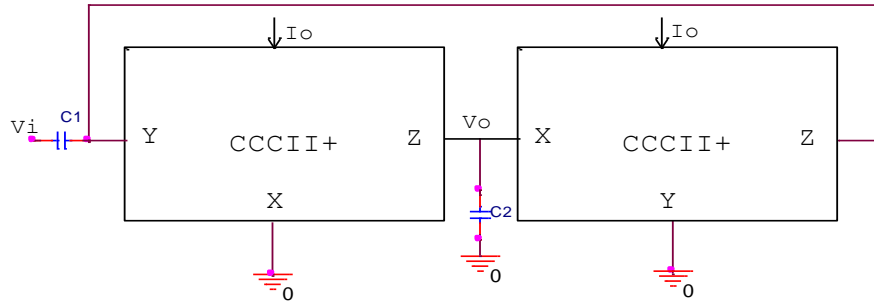
Şekil 8. Epilepsi giriş sinyali



Şekil 9. Sağlıklı giriş sinyali

4.2.CCCII+ ile tasarlanan bant geçiren filtre

Şekil 10'da CCII'dan türetilmiş iki parazitik direnç ve iki kapasitöre sahip ikinci nesil akım kontrollü akım taşıyıcılı bant geçiren filtre devresi verilmiştir [15].



Şekil 10. CCCII tabanlı bant geçiren filtre devresi

Devre analiz edildiği zaman giriş ve çıkış gerilimine ait bağıntı sırasıyla Denklem 11 ve Denklem 12'deki gibi ifade edilebilir:

$$V_{Y1} - V_i = I_{Z2} \cdot \frac{1}{sC1} \quad (11)$$

$$V_o = (I_{Z1} + I_{X2}) \cdot \frac{1}{sC2} \quad (12)$$

Birinci akım taşıyıcının Z ucunda görülen akım bağıntısı ve ikinci akım taşıyıcının X ucunda görülen akım bağıntısı sırasıyla Denklem 13 ve Denklem 14'de ifade edildiği gibidir:

$$I_{Z1} = \frac{V_{Y1}}{R_{X1}} \quad (13)$$

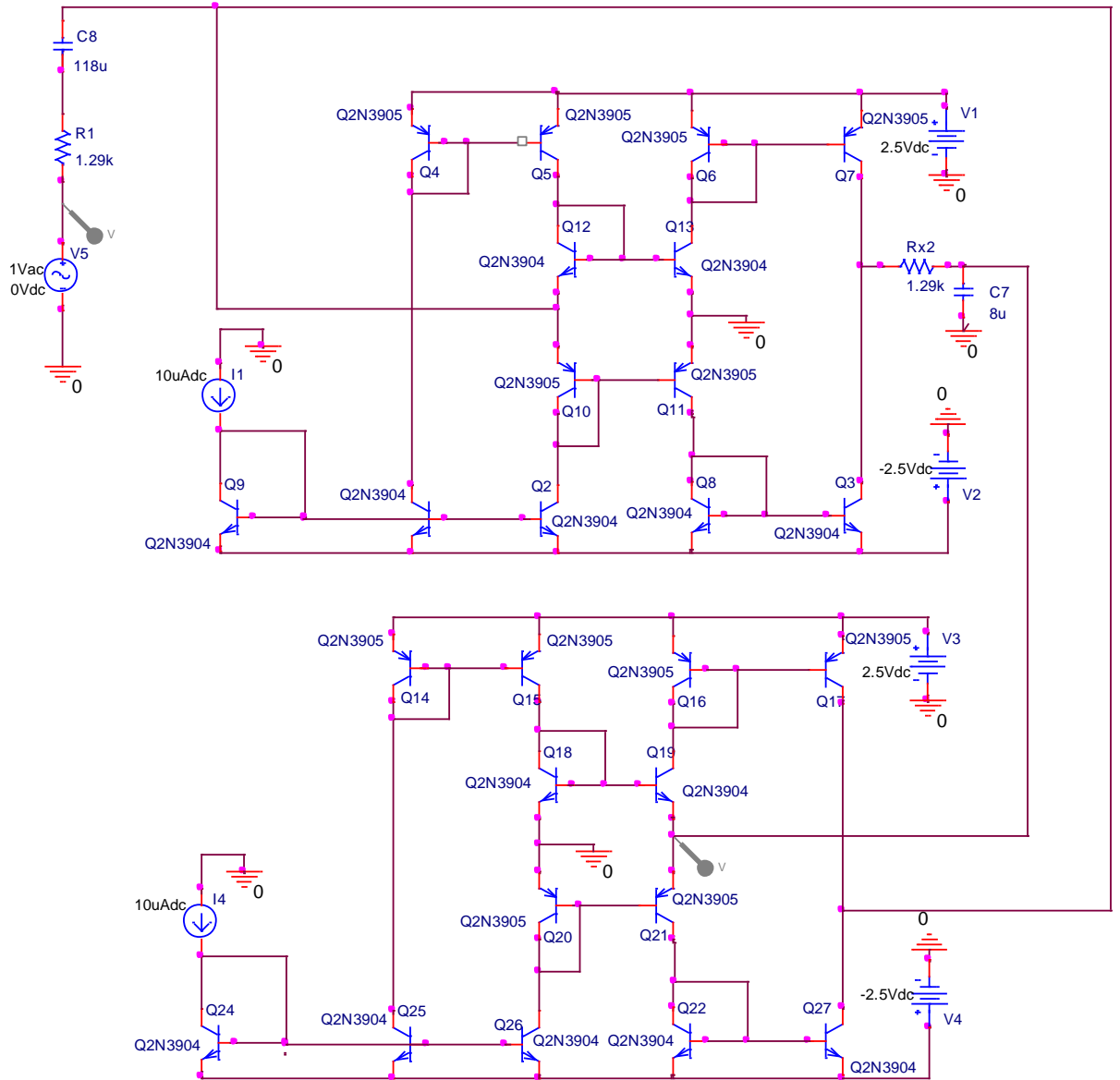
$$I_{X2} = -\frac{V_o}{R_{X2}} \quad (14)$$

Yukarıda verilen bağıntılardan gerekli düzenlemeler yapılırsa ve CCCII devresine aynı değerlerde kutuplama akımı verilirse bant geçiren filtrenin transfer fonksiyonu Denklem 15’de, açılma frekansı da Denklem 16’daki gibi ifade edilir:

$$\frac{V_0}{V_i} = \frac{sC_1 R_X}{1 + sC_1 R_X + s^2 C_1 C_2 R_X^2} \quad (15)$$

$$\omega_0 = \frac{1}{R_X \sqrt{C_1 C_2}} \quad (16)$$

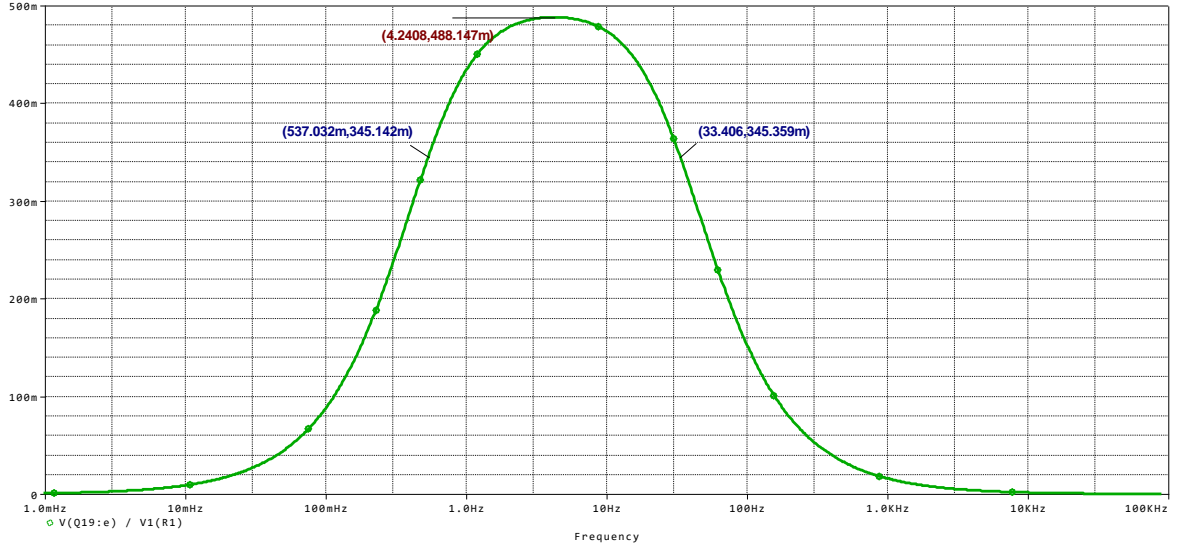
Şekil 11’de CCCII+ ile tasarlanan bant geçiren filtrenin Pspice uygulamasında gerçekleştirilen benzetim devresi verilmiştir.



Şekil 11. CCCII+ ile tasarlanan bant geçiren filtre devresinin benzetimi

Şekil 11'deki bant geçiren devrenin benzetimi için; BJT ile tasarlanmış 2 adet CCCII+ yapısı kullanılmış, kutuplama akımları eşit ve $10 \mu\text{A}$ ve besleme gerilimleri $2,5 \text{ V}$ seçilmiştir. C_1 kondansatörü $118 \mu\text{F}$, C_2 kondansatörü ise $8 \mu\text{F}$ seçilmiştir. Parazitik dirençler kutuplama akımından dolayı $1,29 \text{ k}\Omega$ bulunmuştur.

Bant geçiren filtrenin bant aralığı $0,5\text{-}30 \text{ Hz}$ seçilmiştir. Devrenin doğal frekansı yaklaşık $f_c = 4 \text{ Hz}$ hesaplanmıştır. Devrenin alt kesim frekansı $f_{c1} = 0,5 \text{ Hz}$, üst kesim frekansı $f_{c2} = 30 \text{ Hz}$ olarak hesaplanmıştır. CCCII+ bant geçiren filtrenin frekans kazanç grafiği Şekil 12'de verildiği gibidir:



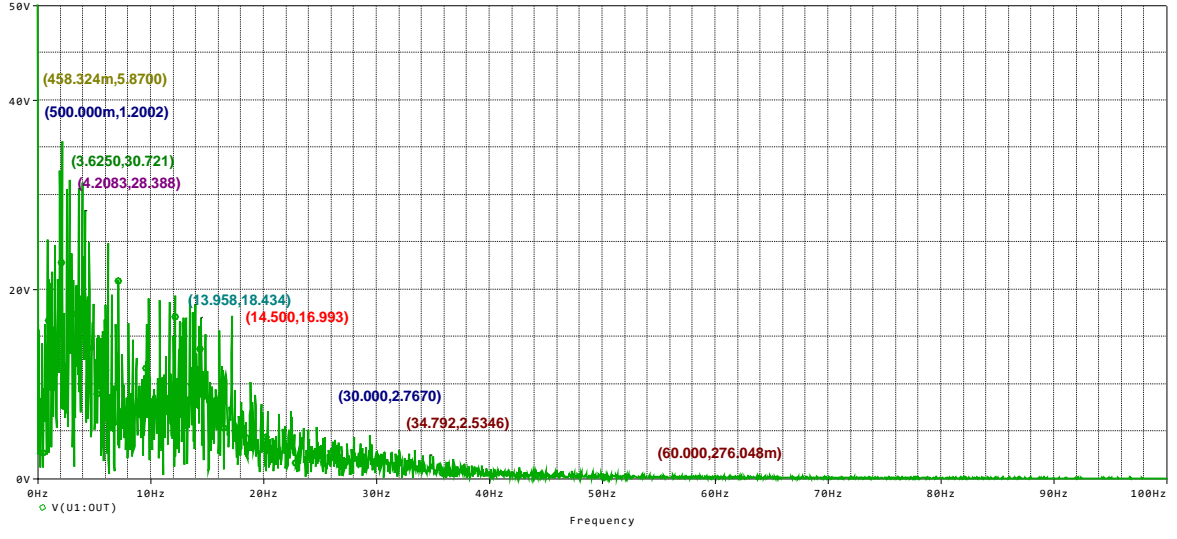
Şekil 12. CCCII+ ile tasarlanan bant geçiren filtrenin frekans kazanç grafiği

Şekil 12'de verilen grafiğin kazancı 488 m olarak ölçülmüştür. Alt kesim frekansı $f_{c1} = 0,537 \text{ Hz}$, üst kesim frekansı ise $f_{c2} = 33,5 \text{ Hz}$ ölçülmüştür.

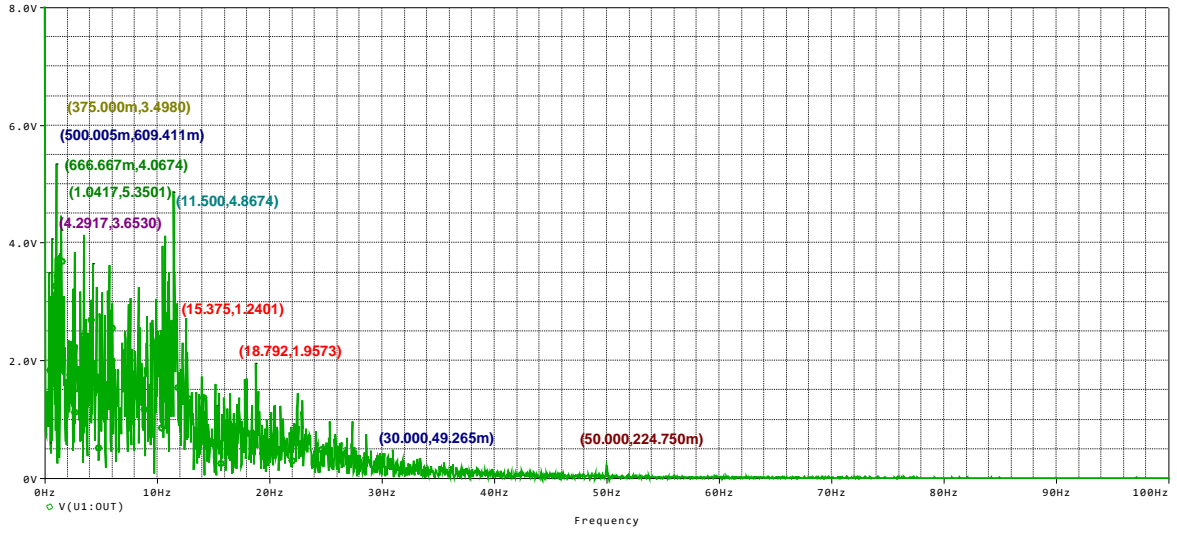
CCCII+ ile tasarlanan bant geçiren filtrenin Pspice uygulamasında girişine EEG sinyali uygulanmış, elde edilen epilepsi hastasına ve sağlıklı kişiye ait çıkış sinyalleri aşağıda verilmiştir. Sinyallerdeki her bir renk EEG sinyallerindeki her bir dalga aralığının (δ , θ , α , β , γ) ve kesim frekanslarının maksimum değerini göstermektedir.

5. Sonuçlar ve Tartışma

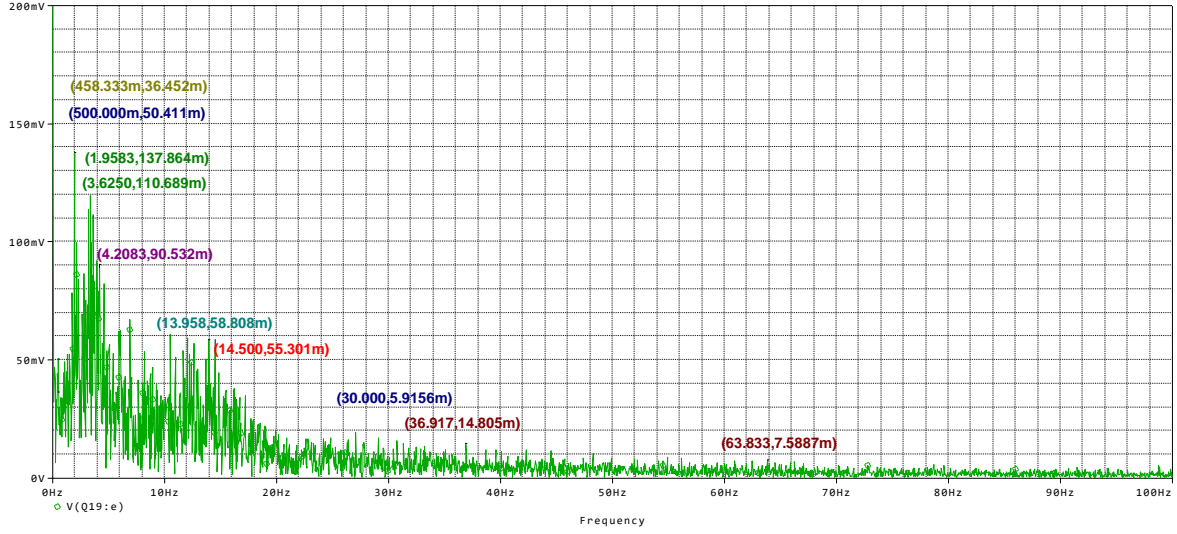
Bu çalışmada akım taşıyıcı (CCCII+) ve OP-AMP ile iki ayrı bant geçiren filtre devresi tasarlanarak EEG sinyalleri için akım taşıyıcı filtre devrelerinin üstünlüklerini göstermek amaçlanmaktadır. Önerilen bu iki devrenin benzetimi Pspice ortamında gerçekleştirilmiştir. Burada, bant geçiren filtrenin bant aralığı $0,5\text{-}30 \text{ Hz}$ frekansa göre tasarlanmış ve EEG sinyalleri gibi her türlü düşük frekans uygulaması için uygundur. Bu çalışmada akım taşıyıcı ve OP-AMP ile tasarlanan filtre girişine EEG sinyali verilmiş ve ikisine ait sonuçlar Pspice ortamında incelenmiştir.



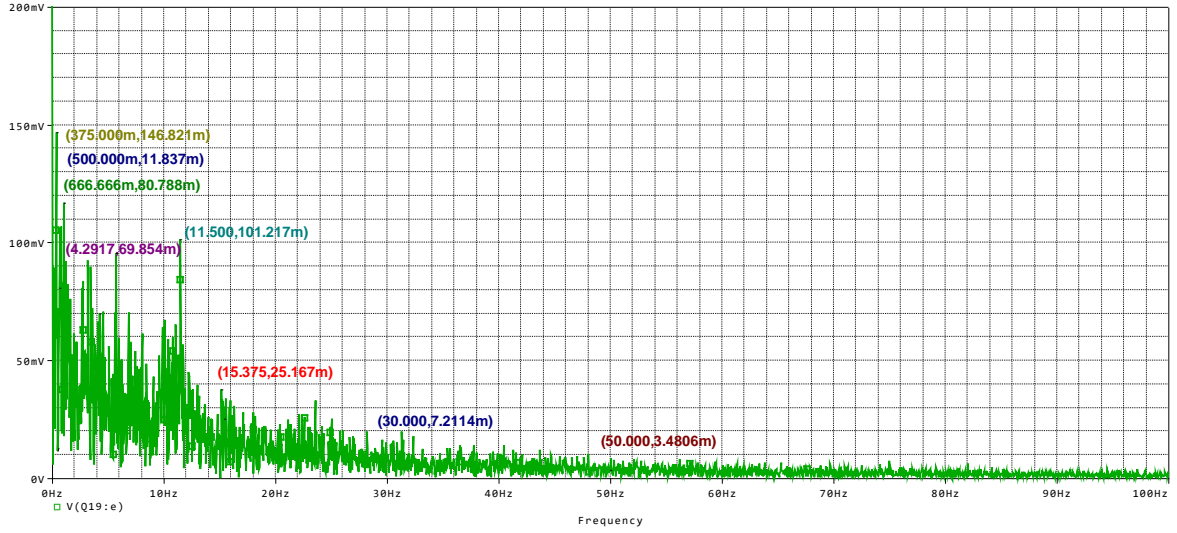
Şekil 13. Butterworth bant geçiren filtreye ait epilepsi çıkış sinyali



Şekil 14. Butterworth bant geçiren filtreye ait sağlıklı çıkış sinyali



Şekil 15. CCCII+ bant geçiren filtreye ait epilepsi çıkış sinyali



Şekil 16. CCCII+ bant geçiren filtreye ait sağlıklı çıkış sinyali

Bant geçiren filtrelerin uygulanması sonucu epilepsi hastasına ve sağlıklı kişiye ait elde edilen sinyallere Fourier Analizi uygulanmış ve EEG dalgalarında (Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama) meydana gelen değişiklikler incelenmiştir. Akım taşıyıcı devreler, OP-AMP'lı devrelere göre daha doğrusal ve frekans performansına sahiptirler. OP-AMP'ların değişime tepki hızlarının (slew rate) düşük olması, girişteki değişikliklerin çıkışa yansımaları azalttığından bu durum OP-AMP'ları dezavantajlı yapmaktadır. Ayrıca ortak modlu işaret bastırma oranı (CMRR) μV 'lar seviyesindeki fark modlu işaret gerilimlerinde kuvvetlendirme yapılırken, yüksek mertebelerde ortaya çıkan ortak modlu işaret bastırma işlemi önemlidir. Bu oran CCCII+ yapısında oldukça yüksek olduğundan bastırma işlemi CCCII+ devresinde kolay bir şekilde yapılabilmekteyken bu işlemi gerçekleştirmek işlemsel kuvvetlendiricilerle oldukça güçtür.

Epilepsi hastasının ve sağlıklı kişinin giriş sinyallerine bakıldığında epilepsi hastasının genlik değerlerinin sağlıklı kişiye göre daha yüksek olduğu görülmektedir. 0,5-30 Hz bant geçiren filtre uygulandığında 100 Hz'deki görüntüsü her bir dalga için incelendiğinde hem butterworth hem de CCCII+ bant geçiren filtrenin epilepsi sinyalini daha iyi filtrelediği görülmektedir. Her iki sinyal için OP-AMP devresine göre CCCII+ ile tasarlanan filtre de sönümlemenin daha iyi olduğu saptanmıştır. Bu tasarlanan iki filtre devresi için EEG ölçümlerinde kullanılacak olup CCCII+ filtre devresinin epilepsi gibi hastalıkların tanısında daha iyi sonuçlar vereceği öngörülmüştür.

Teşekkür

Bu çalışma Kübra TEKİN' in yüksek lisans tez çalışmasının bir parçasıdır.

Kaynaklar

- [1] Nunez P. L., Srinivasan R. *Electric Fields of the Brain - The Neurophysics of EEG*. New York: Oxford University Press, 2006.
- [2] Sanei S., Chambers J.A. *EEG signal processing*, John Wiley & Sons, London, ISBN: 978-0470025819; 2007.
- [3] Aydemir Ö., Kayıkçıoğlu T. EEG Tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzleri. Akademik Bilişim'09 - XI. Akademik Bilişim Konferansı Bildirileri; 2009; Harran Üniversitesi, Şanlıurfa, 7-13.
- [4] Dimalanta V.S.M., Hubilla B.C.R., Marquez J.C.J.S., Quiambao V.P.T., Tungala K.L., Prado S.V. Correlation of Emotion to Film Rating Classification Using EEG Signal Analysis. 5th. International Electrical Engineering Congress; 2017; Thailand. 1-4. doi: 10.1109/IEECON.2017.8075866.
- [5] Abdallah A., Diab M., Mahmoud S. 2017. A Micropower EEG Detection System Applicable for Paralyzed Hand Artificial Control. 40th International Conference on Telecommunications and Signal Processing; 2017; Spain. 411-414, doi: 10.1109/TSP.2017.8076017.
- [6] Lerga J., Saulig N., Lerga R., Stajduhar I. TFD Thresholding in Estimating The Number of EEG Components and The Dominant IF Using The Short-Term Renyi Entropy. International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis; 2017; Slovenia. 80-85, doi: 10.1109/ISPA.2017.8073573.
- [7] Aydemir Ö. Combining Sub-band Power Features Extracted from Different Time Segments of EEG Trials. 40th International Conference on Telecommunications and Signal Processing; 2017; Spain. 383-386, doi: 10.1109/TSP.2017.8076010.
- [8] Andrzejak RG, Lehnertz K, Rieke C, Mormann F, David P, Elger CE. Indications of nonlinear deterministic and finite dimensional structures in time series of brain electrical activity: Dependence on recording region and brain state, *Physical Review E*; 2001; 64(061907): 1-8.
- [9] Kitiş Ş, Apaydın H, Güntürkün R. Designed Filter with CCII+ and Analysis of EEG for Epilepsy and Alzheimer. *Acta Physica Polonica A*; 2017; 132(3): 423-426.
- [10] Fabre A., Saaid O., Wiest, F., Boucheron, C. Current controlled bandpass filter based on translinear conveyors. *Electronics Letters*; 1995; 31(20): 1727-1728.
- [11] Demirtaş M, Akım Taşyıcı Tabanlı Aktif Devre Elemanlarının İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya, 2014.
- [12] Fabre A., Alami M. Universal current mode biquad implemented from two second generation current conveyors. *IEEE Transactions on Circuits and Systems -I: Fundamental Theory and Applications*; 1995; 42 (7): 383-385.
- [13] Sadiq A.A., Othman N.B., Abdul Jamil M.M., Youseffi M., Denyer M. Wan Zakaria W.N., Md Tomari M.R. Fourth-Order Butterworth Active Bandpass Filter Design for Single-Sided Magnetic Particle Imaging Scanner. *Computers&Electrical Engineering*; 2018; 10(1-17): 17-21.
- [14] Kuo J.T., Shih E. Wideband bandpass filter design with three-line microstrip structures. In *Microwaves, Antennas, and Propagation*, IEE Proceedings; 2002; 149: 243-247.
- [15] Fabre A., Saaid O., Wiest F., Boucheron C. High frequency application based on a new current controlled conveyor. *IEEE Transactions on Circuits and Systems-I: Fundamental Theory and Applications*; 1996; 43(2): 82-91.